

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES  
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum  
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum  
18. Mai 2006 (18.05.2006)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer  
**WO 2006/050888 A1**

(51) Internationale Patentklassifikation:  
A61B 18/12 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2005/011891

(22) Internationales Anmeldedatum:  
7. November 2005 (07.11.2005)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:  
10 2004 054 575.8  
11. November 2004 (11.11.2004) DE

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von  
US): ERBE ELEKTROMEDIZIN GMBH [DE/DE];  
Waldhörnlestrasse 17, 72072 Tübingen (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): FISCHER, Klaus  
[DE/DE]; Immengasse 1, 72202 Nagold (DE). WERNER,  
Erich [DE/DE]; Gustav-Werner-Strasse 4, 72827 Wan-  
nweil (DE).

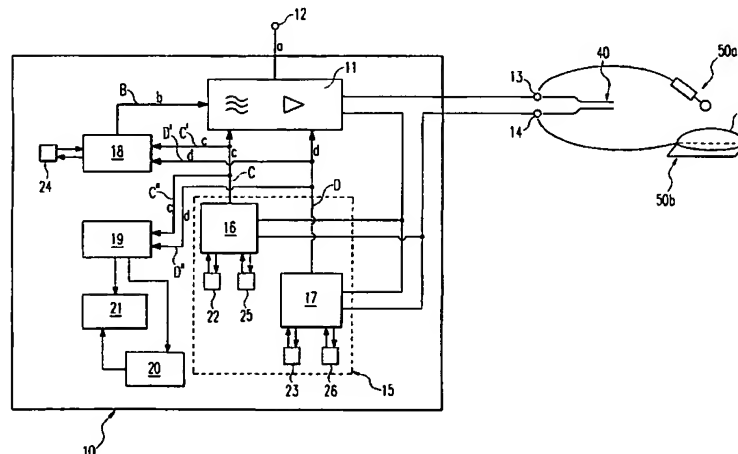
(74) Anwälte: BOHNENBERGER, Johannes usw.; Meiss-  
ner, Bolte & Partner, Postfach 86 06 24, 81633 München  
(DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für  
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,  
AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH,  
CN, CO, CR, CU, CZ, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI,  
GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE,  
KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV,  
LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: HF SURGICAL INSTRUMENT

(54) Bezeichnung: HF-CHIRURGIEGERÄT



(57) Abstract: The invention relates to a HF surgical instrument for treating, in particular, for cutting and coagulating biological tissue by means of a HF current. The HF surgical instrument comprises a HF generator for supplying a HF current to a cutting electrode and comprises at least one control device for interrupting a HF current circuit. The design of this HF surgical instrument is improved in that a cutting capacity is enhanced. In addition, the control device comprises a current monitoring device that detects the amplitude of the HF current and then generates a first switch-off signal when the HF current decreases over a defined period of time and/or the HF current falls below a threshold value characterizing a state of the treated tissue. The control device also comprises an electric arc monitoring device, which then generates a second switch-off signal when an electric arc occurs between the cutting electrode and the tissue. The control device is designed in such a manner that the HF current circuit is interrupted in response to the first switch-off signal or the second switch-off signal.

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein HF-Chirurgiegerät zum Behandeln, insbesondere zum Schneiden und Koagulieren biologischen Gewebes mittels eines HF-Stromes. Das HF-Chirurgiegerät umfasst einen HF-Generator zum Zuführen eines HF-Stromes zu einer Schneidelektrode und mindestens eine Steuerungseinrichtung zum Unterbrechen eines HF-Stromkreises. Dieses HF-Chirurgiegerät

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2006/050888 A1



NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

**Veröffentlicht:**

— mit internationalem Recherchenbericht

- (84) **Bestimmungsstaaten** (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC,

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

ist dahin gehend weitergebildet, dass eine Schneidleistung verbessert ist. Dazu weist die Steuerungseinrichtung eine Strommonitoreinrichtung auf, welche die Amplitude des HF-Stromes erfasst und ein erstes Abschaltsignal dann erzeugt, wenn der HF-Strom über eine definierte Zeitspanne abfällt und/oder der HF-Strom einen Zustand des behandelten Gewebes kennzeichnenden Schwellenwert unterschreitet, sowie eine Lichtbogenmonitoreinrichtung, die ein zweites Abschaltsignal dann erzeugt, wenn ein Lichtbogen zwischen der Schneidelektrode und dem Gewebe entsteht. Die Steuerungseinrichtung ist derart ausgebildet, dass auf das erste Abschaltsignal oder das zweite Abschaltsignal hin der HF-Stromkreis unterbrochen wird.

---

"HF-Chirurgiegerät"

---

**Beschreibung**

Die Erfindung betrifft ein HF-Chirurgiegerät nach dem Oberbegriff des Patentanspruches 1,

Die Hochfrequenzchirurgie wird seit vielen Jahren sowohl in der Human- als auch in der Veterinärmedizin eingesetzt, um biologisches Gewebe zu koagulieren und/oder zu schneiden. Dabei wird mit Hilfe geeigneter elektrochirurgischer Instrumente hochfrequenter Strom durch das zu behandelnde Gewebe geleitet, so dass sich dieses aufgrund Eiweißkoagulation und Dehydratation verändert. Das Gewebe zieht sich dabei derart zusammen, dass die Gefäße verschlossen und Blutungen gestillt werden. Eine darauf folgende Erhöhung der Stromdichte bewirkt ein explosionsartiges Verdampfen der Gewebeflüssigkeit und ein Aufreißen der Zellmembranen, wobei das Gewebe vollständig durchtrennt wird. Verfahren dieser Art weisen gegenüber einem rein mechanisch vorgenommenen Schnitt den Vorteil einer Hämostase der Schnittträger auf.

Zur Durchführung einer Koagulation und/oder eines Schneidvorganges werden HF-Chirurgiegeräte verwendet, die u. a. einen HF-Generator zur Erzeugung einer hochfrequenten Spannung und damit des hochfrequenten Wechselstromes aufweisen, sowie Steuer- und Regeleinrichtung zum An- und Abschalten des HF-Generators bzw. zum Unterbrechen eines HF-Stromkreises. Weiterhin sind Ein- und Ausgangsanschlüsse zum Anschluss von externen Schaltern und verschiedenen elektrochirurgischen Instrumenten vorgesehen.

Nach einem Koagulationsvorgang und insbesondere nach einem Schneidvorgang soll der HF-Generator zu einem geeigneten Zeitpunkt abschalten bzw. der HF-Stromkreis unterbrochen werden, damit eine zu starke und auch unnötige Beeinträchtigung des behandelten Gewebes vermieden wird. Dazu ist es notwendig, die einzelnen Phasen eindeutig zu identifizieren, um den Stromkreis zu einem geeigneten Zeitpunkt zu

unterbrechen. Da sich die elektrochirurgischen Vorgänge im Millisekunden-Bereich bewegen, wird durch ein manuelles Schalten der optimale Endzeitpunkt eines elektrochirurgischen Vorganges kaum getroffen. Insofern sehen bekannte HF-Chirurgiegeräte die oben genannte Steuerungseinrichtung vor, der z. B. ein Lichtbogenmonitor zugeordnet ist. Der Lichtbogenmonitor erkennt beispielsweise anhand auftretender höherer harmonischer Frequenzen oder auch anhand nicht-harmonischer Frequenzen der treibenden Spannung bzw. des HF-Stromes, dass ein Lichtbogen zwischen der aktiven Elektrode/den aktiven Elektroden und dem Gewebe gezündet hat. Das Kriterium der Lichtbogenerkennung dient dazu, einen einsetzenden Schneidvorgang zu detektieren. Um den mittels des Lichtbogens erkannten Schneidvorgang nun fortzuführen, wird dieser oftmals über einen Zeitgeber für eine vorgegebene Zeitspanne aufrechterhalten. Je nach Randbedingungen, die den Operationsverlauf beeinflussen, wie z. B. Gewebebedingungen oder auch die Handhabung des elektrochirurgischen Instruments, lässt sich jedoch der Übergang, also der exakte Schneidbeginn, nicht genau festlegen, weil der Lichtbogen nur verzögert erkannt wird.

Aus der DE 35 30 335 C2 ist ein HF-Chirurgiegerät zum Schneiden und Koagulieren bekannt, das u. a. eine Lichtbogenmonitoreinrichtung der oben beschriebenen Art, beispielsweise zum Steuern einer Schneidphase, aufweist. Der Schneidvorgang erfolgt hier in Zeitintervallen, deren Dauer einstellbar ist und deren Beginn durch einen Lichtbogen getriggert wird. Das Beenden einer einzelnen Schneidphase erfolgt jeweils nach Ablauf eines Zeitintervalls. Demgemäß werden einzelne Schneidimpulse bei einem sogenannten fraktionierten Schneiden mittels des Lichtbogenmonitors in Verbindung mit einem Zeitgeber gesteuert, wobei oben genannte Probleme auftreten. Es ist nicht gewährleistet, dass der Lichtbogen bei einem ersten Auftreten sofort erkannt wird. So kann ein Zeitfenster für einen Schneidimpuls beispielsweise zu groß sein und es wird zu weit geschnitten. Fällt der Schneidimpuls jedoch zu kurz aus, kommt es ggf. nicht zu einer Schneidwirkung und das Gewebe wird bestenfalls koaguliert. Auch hier werden also Randbedingungen, die den Operationsverlauf beeinflussen, wie z. B. Gewebebedingungen oder auch die Handhabung des elektrochirurgischen Instruments, nicht berücksichtigt, die Schneidphase wird nämlich unabhängig von äußeren Umständen und unabhängig von einem Schneidvorgang ausschließlich aufgrund des Ablaufs der definierten Zeitspanne beendet.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zu Grunde, ein HF-Chirurgiegerät der eingangs genannten Art dahin gehend weiterzubilden, dass eine Schneidleistung verbesserbar ist.

5 Diese Aufgabe wird durch ein HF-Chirurgiegerät nach Patentanspruch 1 gelöst.

Insbesondere wird die Aufgabe durch ein HF-Chirurgiegerät zum Behandeln, insbesondere zum Schneiden und Koagulieren biologischen Gewebes mittels eines HF-Stromes gelöst, wobei das HF-Chirurgiegerät einen HF-Generator zum Zuführen eines  
10 HF-Stromes zu einer Schneidelektrode und mindestens eine Steuerungseinrichtung zum Unterbrechen eines HF-Stromkreises umfasst. Die Steuerungseinrichtung weist eine Strommonitoreinrichtung auf, welche die Amplitude des HF-Stromes erfasst und ein erstes Abschaltsignal dann erzeugt, wenn der HF-Strom über eine definierte Zeitspanne abfällt und/oder der HF-Strom einen Zustand des behandelten Gewebes  
15 kennzeichnenden Schwellenwert unterschreitet. Des Weiteren weist die Steuerungseinrichtung eine Lichtbogenmonitoreinrichtung auf, die ein zweites Abschaltsignal dann erzeugt, wenn ein Lichtbogen zwischen der Schneidelektrode und dem Gewebe entsteht. Die Steuerungseinrichtung ist derart ausgebildet, dass auf das erste oder das zweite Abschaltsignal hin der HF-Stromkreis unterbrochen wird.

20

Ein wesentlicher Punkt der Erfindung liegt darin, dass ein tatsächlicher Beginn eines Schneidvorganges erfasst wird und damit jegliche Schneidwirkung Berücksichtigung findet.

25 Innerhalb eines Schneidmodus ist die Spannung nämlich ausreichend hoch, so dass bei ausreichend starker Koagulation des Gewebes und einer damit verbundenen einsetzenden Dampfphase bereits zu Beginn der Dampfphase die Möglichkeit der Lichtbogenbildung besteht. Der Schneidprozess beginnt also mit Eintritt der Dampfphase, wobei ein Lichtbogen, beispielsweise aufgrund Signalrauschens, noch nicht erkannt werden kann. Je  
30 nach Gewebestruktur, Ausgestaltung des elektrochirurgischen Instruments, dessen Handhabung und anderer die Operation beeinflussender Randbedingungen unterscheiden sich die Dampfphasen insbesondere hinsichtlich ihrer Länge voneinander. Bei sehr kurzen Dampfphasen ist die verzögerte Erkennung unerheblich; mit dem erkennbaren Auftreten eines Lichtbogens wäre eine hinreichend genaue Erfassung des Beginns einer  
35 Schneidphase gewährleistet. Bei sehr langen Dampfphasen kann die dort bereits

auf tretende Schneidwirkung jedoch nicht unberücksichtigt bleiben. Insofern wird hier ein Strommonitor für das rechtzeitige Erkennen der Schneidphase eingesetzt.

5 Dies bedeutet, dass nun aufgrund der Steuerungseinrichtung letztendlich – gemäß dieser Erfindung – entweder über den Strommonitor oder den Lichtbogenmonitor die Schneidwirkung erfassbar ist. Entweder wird also ein gegebenenfalls auftretender erkennbarer Lichtbogen erfasst oder aber ein charakteristischer Stromabfall. Zur Erfassung des Stromabfalls wird der Stromverlauf über die definierte Zeitspanne verfolgt, 10 idealerweise über die Erfassung der Amplitude bzw. des Amplitudenverlaufs, derart, dass der wahre Stromabfall gegenüber lokaler Maxima und Minima hervortritt und erkennbar wird. So kann zur Erfassung des Stromabfalls beispielsweise die gemittelte Stromstärke innerhalb des hinreichend großen Zeitintervalls betrachtet werden (gleitender Mittelwert), um die Differenz zwischen lokalen Maxima und Minima zu verringern. Die 15 Mittelwertbildung verringert die Wahrscheinlichkeit einer fehlerhaften Unterbrechung des HF-Stromkreises durch die Strommonitoreinrichtung aufgrund einer etwaigen falschen Interpretation des Kurvenverlaufs. Die Verringerung der Differenz zwischen den lokalen Maxima und Minima ermöglicht ebenfalls eine genauere Erkennung des gegebenenfalls zu erreichenden Schwellenwertes.

20 In einer ersten bevorzugten Ausführungsform übermittelt die Steuerungseinrichtung das erste Abschalt signal oder das zweite Abschalt signal an den HF-Generator, so dass dieser abschaltet und den HF-Stromkreis unterbricht. Damit wird eine besonders einfache und zuverlässige Ausgestaltung zur Unterbrechung des Stromkreises realisiert.

25 In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform ist mindestens eine erste Signalverarbeitungseinrichtung vorgesehen, an die das erste Abschalt signal oder das zweite Abschalt signal zuführbar ist, wobei die erste Signalverarbeitungseinrichtung das jeweilige Abschalt signal als Einschalt signal an den HF-Generator übermittelt, so dass 30 dieser einschaltet und der HF-Stromkreis geschlossen wird. Da mit dem Abschalten des HF-Generators und demgemäß mit dem Unterbrechen des HF-Stromkreises gleichzeitig ein Schneidimpuls beendet wird, kann das Abschalt signal genutzt werden, einen nächsten Schneidimpuls einzuleiten. Das heißt, das Abschalt signal wird als Einschalt signal über die erste Signalverarbeitungseinrichtung wieder dem HF-Generator zugeführt, so dass dieser 35 erneut einschaltet. Dies ist insbesondere bei einem fraktionierten Schneiden, d. h.

innerhalb eines intermittierenden Schneidmodus von Vorteil, bei dem erst durch die Abfolge mehrerer Schneidimpulse eine vollständige Gewebedurchtrennung erreicht wird. Damit kann sich der Operateur auf den Eingriff konzentrieren, während die Steuerung  
5 der Schneidphase selbsttätig abläuft.

Eine weitere bevorzugte Ausführungsform sieht vor, dass der mindestens ersten Signalverarbeitungseinrichtung mindestens eine erste Zeitgebereinrichtung zugeordnet ist, so dass die erste Signalverarbeitungseinrichtung den HF-Generator derart ansteuert, dass  
10 das Einschalten des HF-Generators nach einer definierten Zeitspanne erfolgt. Damit können beliebig lange Pausenintervalle zwischen den einzelnen Schneidimpulsen vorgesehen werden, um beispielsweise wiederholt eine Abkühlung des Operationsgebietes zu gewährleisten.

15 In einer bevorzugten Ausführungsform ist der Strommonitoreinrichtung eine Auswerteeinrichtung zugeordnet, die die Amplitude des HF-Stromes bzw. ganz allgemein den Stromverlauf durch Berechnen des Mittelwertes über eine definierte Anzahl jeweils zuletzt eingelesener Messwerte erfasst. Das heißt, es erfolgt eine permanente Erfassung von Amplitudenwerten des HF-Stromes bzw. ganz allgemein von Stromwerten und eine  
20 permanente Mittelwertbildung (gleitender Mittelwert). Damit ist entweder der Schwellenwert oder ein Abfall des HF-Stromes über eine definierte Zeitspanne zu ermitteln. Die Mittelwertbildung verringert die Wahrscheinlichkeit einer fehlerhaften Unterbrechung des HF-Stromkreises durch die Strommonitoreinrichtung aufgrund einer falschen Interpretation eines Kurvenverlaufs. Das heißt, es wird insbesondere vermieden,  
25 lokale Maxima oder Minima, also ein Rauschen, falsch auszulegen.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform ist der Strommonitoreinrichtung eine zweite Zeitgebereinrichtung zugeordnet, die einen Schneidmodus nach dem Erzeugen des ersten Abschaltsignals für eine definierte Zeitspanne aktiv hält. Damit kann der  
30 Schneidmodus selbsttätig für eine gewünschte Zeitspanne aufrechterhalten werden, ohne dass der Chirurg in den Ablauf eingreifen muss. Die Zeitspanne kann z. B. bereits vor dem Eingriff festgelegt werden. Selbstverständlich ist es möglich, den Schneidmodus bereits mit Erzeugung des Abschaltsignals zu unterbrechen.

Eine erfindungsgemäße Lösung sieht vor, dass der Lichtbogenmonitoreinrichtung eine Detektionseinrichtung zugeordnet ist, die höhere harmonische Frequenzen und/oder nicht-harmonische Frequenzen des HF-Stromes als eine charakteristische Frequenz für ein Vorhandensein des Lichtbogens detektiert. Da ein Lichtbogen als ein nicht-linearer Widerstand wirkt, wird ein durch den Lichtbogen fließender Wechselstrom derart verzerrt, dass höhere harmonische oder auch nicht-harmonische Frequenzen des HF-Stromes gebildet werden. Durch das Erfassen dieser Frequenzen wird auf einfachste Art die Erkennung eines Lichtbogens bewerkstelligt.

10

Alternativ ist es möglich, eine Einrichtung vorzusehen, über die der Lichtbogen optisch erkannt und ein entsprechendes Signal generiert wird. Damit lässt sich der Lichtbogen auf einfache Weise identifizieren.

15 Eine bevorzugte Ausführungsform sieht vor, dass der Lichtbogenmonitoreinrichtung eine dritte Zeitgebereinrichtung zugeordnet ist, die einen Schneidmodus nach dem Erkennen des Lichtbogens für eine definierte Zeitspanne aktiv hält. Da erfindungsgemäß die Lichtbogenmonitoreinrichtung nur dann aktiv wird, wenn die Strommonitoreinrichtung den HF-Stromkreis nicht vorab unterbricht und die Erkennung des Lichtbogens einen eindeutigen Hinweis auf den Beginn einer Schneidphase gibt, kann mittels der  
20 Zeitgebereinrichtung auf einfache Weise eine beliebig definierte Schnittlänge vorgegeben werden, die dann einer wahren Schnittlänge entspricht.

Eine vorteilhafte Realisierung der Vorrichtung besteht darin, mindestens eine zweite  
25 Signalverarbeitungseinrichtung vorzusehen, an die das erste Abschaltsignal oder das zweite Abschaltsignal zuführbar ist, wobei die zweite Signalverarbeitungseinrichtung mittels des ersten Abschaltsignals oder des zweiten Abschaltsignals eine optische und/oder akustische Anzeige derart ansteuert, dass die Unterbrechung des HF-Stromkreises aufgrund des ersten Abschaltsignals oder des zweiten Abschaltsignals zur  
30 Benutzerführung angezeigt wird. Mittels der Anzeige ist es möglich, während des weiteren Eingriffs einen bisher aufgezeichneten Schneidverlauf, d. h. bisher aufgenommene Randbedingungen, nachvollziehen zu können und damit sowohl Gewebestrukturen zu beurteilen als auch die weitere Handhabung des elektrochirurgischen Instruments darauf abzustimmen.

35



In einer bevorzugten Ausführungsform ist mindestens eine Speichereinrichtung vorgesehen, die die jeweils generierten Abschaltsignale innerhalb eines Eingriffs zum späteren und/oder gleichzeitigen Anzeigen eines Schneidverlaufes speichert. Damit  
5 können frühere Schneidverläufe abgerufen und daraus resultierende Erfahrungen für weitere Eingriffe genutzt werden.

Eine weitere bevorzugte Ausführungsform sieht vor, dass die Schneidelektrode als eine Schlingenelektrode ausgebildet ist. Schlingenelektroden für ein monopolares Schneiden  
10 eignen sich insbesondere zum Abtragen von Polypen oder sonstiger erhabener Gewebeteile, weil diese mittels der Schlinge ggf. ergriffen und gehalten werden können. Alternativ ist es möglich, bipolare Schlingenelektroden einzusetzen.

Weitere Ausführungsformen der Erfindung ergeben sich aus den Unteransprüchen.  
15

Nachfolgend wird die Erfindung anhand von Ausführungsbeispielen beschrieben, die anhand der Abbildungen näher erläutert werden. Hierbei zeigen

- Fig. 1 ein funktionales Blockschaltbild, das eine Ausführungsform des  
20 erfindungsgemäßen HF-Chirurgiegerätes darstellt;
- Fig. 2 ein Strom-Zeit-Diagramm, das den Stromverlauf in einem Schneidmodus bei einer lose angelegten Schlinge zeigt;
- 25 - Fig. 3 ein Strom-Zeit-Diagramm, das den Stromverlauf in einem Schneidmodus bei einer fest angelegten Schlingen zeigt;
- Fig. 4 ein Flussdiagramm, das eine Arbeitsweise des HF-Chirurgiegerätes gem.  
Fig. 1 zeigt, wobei nur wesentliche Komponenten der erfindungsgemäßen  
30 Vorrichtung einbezogen sind.

In der nachfolgenden Beschreibung werden für gleiche und gleich wirkende Teile dieselben Bezugsziffern verwendet.

Fig. 1 zeigt eine Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung. Dabei sind schematisch die für die Erläuterung der Erfindung wesentlichen Komponenten eines HF-Chirurgiegerätes 10 sowie weitere Komponenten einer HF-Chirurgie-Anordnung gezeigt.

5

Das HF-Chirurgiegerät 10 weist einen Eingangsanschluss 12 zum Anschließen von Finger- und/oder Fußschalter aufweisenden Schalteinrichtungen (nicht gezeigt) auf. Über diese Schalteinrichtungen wird ein Aktivieren und/oder Deaktivieren des HF-Stromes ermöglicht. Die Schalteinrichtungen lassen sich hier vorzugsweise über eine

10 Computeranordnung realisieren. Ausgangsseitig sind an dem HF-Chirurgiegerät 10 ein erster Ausgangsanschluss 13 und ein zweiter Ausgangsanschluss 14 vorgesehen, über die ein bipolares elektrochirurgisches Instrument 40 oder ein monopolares elektrochirurgisches Instrument 50a mit einer dazugehörigen Neutralelektrode 50b anschließbar ist. Diese Darstellung ist vereinfacht. Bei der praktischen Ausführung eines

15 HF-Chirurgiegerätes sind zumeist unterschiedliche Anschlüsse für mono- oder bipolare Elektrodenanordnungen vorgesehen. Auch die Neutralelektrode ist schematisch dargestellt und bedeckt in der praktischen Anwendung vollständig einen Körperabschnitt 60 eines Patienten.

20 Kernstück des HF-Chirurgiegerätes 10 ist ein steuerbarer HF-Generator 11 zum Erzeugen eines HF-Stromes, genauer gesagt, zum Erzeugen einer Spannung. Über die Einstellung der Spannung lassen sich die gewünschten Stromstärken  $I_{HF}$  festlegen. Der HF-Generator 11 ist mit einer Steuerungseinrichtung 15 verbunden, wobei die Steuerungseinrichtung 15 eine Strommonitoreinrichtung 16 und eine

25 Lichtbogenmonitoreinrichtung 17 aufweist. Die Steuerungseinrichtung 15 ist in eine Rückleitung von dem elektrochirurgischen Instrument zu dem HF-Generator 11 geschaltet. Der Strommonitoreinrichtung 16 ist eine Auswerteeinrichtung 22 und eine zweite Zeitgebereinrichtung 25 zugeordnet, während der Lichtbogenmonitoreinrichtung 17 eine Detektionseinrichtung 23 und eine dritte Zeitgebereinrichtung 26 zugeordnet ist.

30

In diesem Ausführungsbeispiel sind eine erste Signalverarbeitungseinrichtung 18 mit einer zugeordneten ersten Zeitgebereinrichtung 24 und eine zweite Signalverarbeitungseinrichtung 19 mit einer zugeordneten Anzeige 21 vorgesehen. Eine Speichereinrichtung 20 ist mit der Anzeige 21 und der zweiten

35 Signalverarbeitungseinrichtung 19 verbunden.

Die Wirkungsweise der Vorrichtung wird nachfolgend anhand der Fig. 2 und 3 beschrieben. Dabei wird beispielhaft ein endoskopisches Abtrennen eines Polypen mittels der monopolaren Schlingenelektrode 50a erläutert. Fig. 2 zeigt dabei ein Strom-Zeit-Diagramm. Bei diesem Stromverlauf ist die Schlinge 50a lose um den Polypen gelegt, weil die Gefahr eines Herausrutschens des Polypen nicht gegeben ist. Auch aus Fig. 3 ist ein Strom-Zeit-Diagramm zu entnehmen, wobei ein Stromverlauf beim Abtrennen des Polypen mit festgezogener Schlinge 50a wiedergegeben ist. Das Strangulieren des Polypen ist dann notwendig, wenn dieser aufgrund seiner Ausgestaltung leicht aus der Schlinge 50a herausrutschen könnte.

Durch Betätigung der Schalteinrichtungen liegt ein Einschaltsignal a an dem HF-Generator 11 an, der HF-Generator 11 ist in Betrieb und eine Schneidphase mittels der Schlingenelektrode 50a kann beginnen. In der praktischen Anwendung ist meist ein zusätzliches Einschaltkriterium notwendig, um Elektroden an dem elektrochirurgischen Instrument zu aktivieren. Dies kann z. B. mittels eines weiteren Handschalters an dem Instrument geschehen. Der HF-Strom wird über die Elektrode an das zu behandelnde Gewebe, d. h. an den Polypen, geleitet. Da die Steuerungseinrichtung 15, d. h. die Strommonitoreinrichtung 16 und die Lichtbogenmonitoreinrichtung 17 in die Rückleitung zu dem HF-Generator 11 geschaltet sind, registrieren diese einen Amplitudenverlauf des HF-Stromes bzw. eine Entstehung eines Lichtbogens.

Gemäß Fig. 2 wird der Schneidmodus zu einem Zeitpunkt  $t_1$  eingeschaltet, der Strom beginnt über die lose an den Polypen angelegte Schlingenelektrode 50a durch das zu behandelnde Gewebe zu fließen. Aufgrund der Erwärmung des Gewebes steigt die Stromstärke  $I_{HF}$  bis zu einem Zeitpunkt  $t_2$  an. Ab dem Zeitpunkt  $t_2$  beginnt das Gewebe so stark zu koagulieren, dass eine Dampfphase einsetzt. Aufgrund der durch den HF-Strom bedingten Wärmeentwicklung wird ein definierter Gewebebereich durch Eiweißkoagulation und Dehydratation verändert bzw. zerstört. Die im Solzustand vorliegenden kolloiden Gewebekomponenten gehen dabei zuerst in den Gelzustand über, wobei sich die nun gelförmigen Gewebekomponenten anschließend unter Austritt von Flüssigkeit weiter verdichten; das Gewebe verkocht. Der Widerstand des Gewebes steigt demgemäß an, so dass die Stromstärke  $I_{HF}$  aufgrund der sinkenden Leitfähigkeit des Gewebes bis zu einem Zeitpunkt  $t_2 + \varepsilon$  abnimmt. Die Dampfphase zwischen  $t_2$  und

$t_2 + \varepsilon$  ist in diesem Falle jedoch äußerst kurz ausgebildet, so dass ein Schneidvorgang während dieser Dampfphase kaum zu Buche schlägt. Aufgrund der sich nun immer weiter ausbildenden Isolierschicht an dem Gewebe zündet zu einem Zeitpunkt  $t_3$  ein nun  
5 erkennbarer Lichtbogen. Nach Erkennung des Lichtbogens durch die Lichtbogenmonitoreinrichtung 17 erzeugt diese ein Abschaltsignal d. Das Abschaltsignal d wird in diesem Ausführungsbeispiel an den HF-Generator 11 mittels einer Steuerleitung D übermittelt, so dass dieser zu einem gewünschten Zeitpunkt, z.B. zum Zeitpunkt  $t_4$ , den HF-Stromkreis unterbricht, indem er beispielsweise abschaltet. Damit ist der  
10 Schneidvorgang beendet.

Wie Fig. 3 zu entnehmen ist, erwärmt sich ab einem Zeitpunkt  $t_1'$  auch bei stranguliertem Polypen das zu behandelnde Gewebe bis zum Beginn einer starken Koagulation zu einem Zeitpunkt  $t_2'$ . In diesem Falle ist ein charakteristischer Stromabfall zum Zeitpunkt  $t_2'$  –  
15 dem Beginn einer Dampfphase – zu verzeichnen. Bereits zu diesem Zeitpunkt zünden aufgrund einer hohen Spannung im Schneidmodus Lichtbogen, die von der Lichtbogenmonitoreinrichtung 17 – wie bereits oben beschrieben – nicht erkannt werden. Die Strommonitoreinrichtung 16 erkennt jedoch den Stromabfall. Ein Abschaltkriterium für die Strommonitoreinrichtung 16 ist demgemäß z.B. ein abfallender HF-Strom-  
20 Mittelwert über eine festgelegte Zeitspanne  $t_2' - t_3'$ .

Alternativ ist es möglich, statt einer definierten Zeitspanne einen einen Zustand des behandelten Gewebes kennzeichnenden Schwellenwert durch die Strommonitoreinrichtung zu erfassen, so dass diese ein Abschaltsignal c erzeugt, sobald  
25 der Schwellenwert beispielsweise bei  $t_3'$  erreicht wird. Das Abschaltsignal c wird in beiden Fällen mittels einer Steuerleitung C an den HF-Generator 11 übermittelt, so dass dieser zu einem gewünschten Zeitpunkt den HF-Stromkreis unterbricht, indem er beispielsweise abschaltet. Damit ist der Schneidvorgang zum Zeitpunkt  $t_3'$  bereits vor Beendigung der Dampfphase zu einem Zeitpunkt  $t_4'$  beendet.

30

Es lässt sich feststellen, dass die Lichtbogenerkennung u. a. sehr stark von der Zugkraft der Schlinge auf den Polypenstiel abhängig ist. Durch einen höheren mechanischen Zug bei einer fest angelegten Schlinge entstehen Lichtbögen, die deutlich verzögert gegenüber Lichtbögen bei lose nachgeführter Schlinge erkannt werden würden.

Die der Strommonitoreinrichtung 16 zugeordnete Auswerteeinrichtung 22 erfasst den Stromabfall über die definierte Zeitspanne bzw. den Schwellenwert durch Berechnen des Mittelwertes über eine definierte Anzahl jeweils zuletzt eingelesener Messwerte. Es wird  
5 also idealerweise eine permanente Erfassung von Amplitudenwerten des HF-Stromes und eine permanente Mittelwertbildung durchgeführt, um ein Rauschen des Signals zu erkennen und die Wahrscheinlichkeit einer fehlerhaften Abschaltung des HF-Generators 11, d. h. eine Unterbrechung des HF-Stromkreises durch die Strommonitoreinrichtung 16 aufgrund einer falschen Interpretation eines Kurvenverlaufs zu verringern. Die  
10 Mittelwertbildung soll vorzugsweise erst zu einem vorgegebenen Zeitpunkt nach Beginn der Messungen erfolgen, so dass sich ein erkennbarer Kurvenverlauf abzeichnet.

Mittels der zweiten Zeitgebereinrichtung 25 lässt sich der Schneidmodus nach dem Beginn der Schneidphase für eine definierte Zeitspanne aktiv halten. Damit kann der  
15 Schneidmodus selbsttätig für eine gewünschte Zeitspanne aufrechterhalten werden, ohne dass der Chirurg in den Ablauf eingreifen muss. Die Zeitspanne kann z. B. bereits vor dem Eingriff festgelegt werden.

Die der Lichtbogenmonitoreinrichtung 17 zugeordnete Detektionseinrichtung 23 ist  
20 beispielsweise derart ausgelegt, dass sie höhere harmonische Frequenzen und/oder nicht-harmonische Frequenzen des HF-Stromes als eine für den Lichtbogen charakteristische Frequenz detektiert. Durch das Erfassen dieser Frequenzen wird auf einfachste Art die Erkennung eines Lichtbogens bewerkstelligt.

25 Die dritte Zeitgebereinrichtung 26 ist der Lichtbogenmonitoreinrichtung 17 zugeordnet und ermöglicht auch nach erkanntem Lichtbogen die Ausdehnung der Schneidphase für einen gewünschten Zeitraum.

Wie in Fig. 1 gezeigt, ist sowohl das erste Abschaltsignal c als auch das zweite  
30 Abschaltsignal d an die erste Signalverarbeitungseinrichtung 18 über Steuerleitungen C', D' zuführbar. Die erste Signalverarbeitungseinrichtung 18 ist derart ausgebildet, dass das jeweilige Abschaltsignal c oder d als erneutes Einschaltsignal b an den HF-Generator 11 über eine Steuerleitung B übermittelbar ist, so dass dieser nach dem Abschalten oder dem Unterbrechen des HF-Stromkreises erneut einschaltet bzw. den Stromkreis schließt. Dies  
35 ist insbesondere bei einem fraktionierten Schneiden, d. h. innerhalb eines

intermittierenden Schneidmodus von Vorteil, bei dem erst durch die Abfolge mehrerer Schneidimpulse eine vollständige Gewebedurchtrennung erreicht wird. Damit kann sich der Operateur auf den Eingriff konzentrieren, während die Steuerung der Schneidphase  
5 selbsttätig abläuft.

Ist der ersten Signalverarbeitungseinrichtung 18, wie in diesem Ausführungsbeispiel vorgesehen, die erste Zeitgebereinrichtung 24 zugeordnet, so steuert die erste Signalverarbeitungseinrichtung 18 den HF-Generator 11 erst nach einer definierten  
10 Zeitspanne an. Damit können beliebig lange Pausenintervalle zwischen den einzelnen Schneidimpulsen vorgesehen werden, um beispielsweise wiederholt eine Abkühlung des Operationsgebietes zu gewährleisten.

Das erste Abschaltsignal c und das zweite Abschaltsignal d sind ebenfalls an die zweite  
15 Signalverarbeitungseinrichtung 19 über Steuerleitungen C", D" zuführbar, wobei die zweite Signalverarbeitungseinrichtung 19 mittels des ersten Abschaltsignals c oder des zweiten Abschaltsignals d die optische und/oder akustische Anzeige 21 derart ansteuert, dass das Abschalten des HF-Generators 11 bzw. die Unterbrechung des HF-Stromes aufgrund des ersten Abschaltsignals c oder des zweiten Abschaltsignals d zur  
20 Benutzerführung angezeigt wird. Mittels der Anzeige 21 ist es möglich, während des weiteren Eingriffs einen bisher aufgezeichneten Schneidverlauf nachzuvollziehen und damit sowohl die Gewebestrukturen zu beurteilen als auch die weitere Handhabung des elektrochirurgischen Instruments darauf abzustimmen.

25 Vorzugsweise werden über die Speichereinrichtung 20 die jeweiligen Abschaltsignale c, d abgespeichert, um diese für eine spätere Auswertung über die Anzeige 21 oder auch über einen Ausdruck zur Verfügung zu stellen. Die Aufzeichnungen dienen dazu, daraus resultierende Erfahrungen für weitere Eingriffe nutzbar zu machen.

30 Fig. 4 zeigt ein Flussdiagramm, das eine Arbeitsweise des HF-Chirurgiegerätes 10 gemäß Fig. 1 zeigt, wobei nur wesentliche Komponenten, also die Strommonitoreinrichtung 16 und die Lichtbogenmonitoreinrichtung 17 des HF-Chirurgiegerätes 10 einbezogen sind. Das Flussdiagramm ist sehr verkürzt dargestellt, weil auf die Charakteristik der Entweder-Oder-Beziehung zwischen den Monitoreinrichtungen abgestellt ist.

- Der Vorgang beginnt mit dem Einlesen von Messwerten des HF-Stromes, wobei über die definierte Anzahl der zuletzt eingelesenen Messwerte die Mittelwertbildung durchgeführt wird, um entweder die abfallende Charakteristik des HF-Strom-Mittelwerts über die
- 5 definierte Zeitspanne als erstes Abschaltkriterium oder das Erreichen des den Gewebezustand definierenden Schwellenwerts als erstes Abschaltkriterium zu erfassen. Bei Erreichen des ersten Abschaltkriteriums wird der HF-Generator 11 derart angesteuert, dass dieser den HF-Stromkreis unterbricht, d. h. im einfachsten Fall abschaltet. Wird das Abschaltkriterium nicht erreicht, erfolgt die Überprüfung der
- 10 Lichtbogenerkennung durch die Lichtbogenmonitoreinrichtung 17. Bei Erfassen eines Lichtbogens wird der HF-Generator 11 abgeschaltet bzw. unterbricht den HF-Stromkreis. Fällt die Lichtbogenerkennung negativ aus, wird erneut ein Messwert des HF-Stromes eingelesen und der Vorgang beginnt erneut.
- 15 Das Unterbrechen des HF-Stromkreises kann also, wie bereits mehrfach beschrieben, durch das Abschalten des HF-Generators erfolgen, oder aber der Stromkreis wird anderweitig, z. B. mittels eines durch die Steuerungseinrichtung zu betätigenden Schalters unterbrochen.
- 20 An dieser Stelle sei darauf hingewiesen, dass alle oben beschriebenen Teile für sich alleine gesehen und in jeder Kombination, insbesondere die in den Zeichnungen dargestellten Details als erfindungswesentlich beansprucht werden. Abänderungen hiervon sind dem Fachmann geläufig.

25

### Bezugszeichenliste

- |    |                                 |
|----|---------------------------------|
| 10 | HF-Chirurgiegerät               |
| 11 | HF-Generator                    |
| 30 | 12 Eingangsanschluss            |
|    | 13 Erster Ausgangsanschluss     |
|    | 14 Zweiter Ausgangsanschluss    |
|    | 15 Steuerungseinrichtung        |
|    | 16 Strommonitoreinrichtung      |
| 35 | 17 Lichtbogenmonitoreinrichtung |

	18	Erste Signalverarbeitungseinrichtung
	19	Zweite Signalverarbeitungseinrichtung
	20	Speichereinrichtung
	21	Anzeige
5	22	Auswerteeinrichtung
	23	Detektionseinrichtung
	24	Erste Zeitgebereinrichtung
	25	Zweite Zeitgebereinrichtung
	26	Dritte Zeitgebereinrichtung
10	40	Bipolares elektrochirurgisches Instrument
	50a	Monopolares elektrochirurgisches Instrument
	50b	Neutralelektrode
	60	Körperabschnitt eines Patienten
15	a	Einschaltsignal
	b	Einschaltsignal
	c	Erstes Abschaltsignal
	d	Zweites Abschaltsignal
	B	Steuerleitung
20	C, C', C''	Steuerleitung
	D, D', D''	Steuerleitung
	$I_{HF}$	HF-Stromstärke
	t, t'	Zeit, Zeitpunkt



## Ansprüche

5

1. HF-Chirurgiegerät zum Behandeln, insbesondere zum Schneiden und Koagulieren biologischen Gewebes mittels eines HF-Stromes, umfassend

- einen HF-Generator (11) zum Zuführen eines HF-Stromes zu einer Schneidelektrode (50a),

10

- mindestens eine Steuerungseinrichtung (15) zum Unterbrechen eines HF-Stromkreises,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass

die Steuerungseinrichtung (15) umfasst:

- eine Strommonitoreinrichtung (16), welche die Amplitude des HF-Stromes erfasst und ein erstes Abschaltsignal (c) dann erzeugt, wenn der HF-Strom

15

über eine definierte Zeitspanne abfällt und/oder der HF-Strom einen Zustand des behandelten Gewebes kennzeichnenden Schwellenwert unterschreitet,

- eine Lichtbogenmonitoreinrichtung (17), die ein zweites Abschaltsignal (d) dann erzeugt, wenn ein Lichtbogen zwischen der Schneidelektrode (50a) und

20

dem Gewebe entsteht

und dass die Steuerungseinrichtung (15) derart ausgebildet ist, dass auf das erste Abschaltsignal (c) oder das zweite Abschaltsignal (d) hin der HF-Stromkreis unterbrochen wird.

25

2. HF-Chirurgiegerät nach Anspruch 1,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass

die Steuerungseinrichtung (15) das erste Abschaltsignal (c) oder das zweite Abschaltsignal (d) an den HF-Generator (11) übermittelt, so dass dieser abschaltet und den HF-Stromkreis unterbricht.

30

3. HF-Chirurgiegerät nach Anspruch 1 oder 2,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass

mindestens eine erste Signalverarbeitungseinrichtung (18) vorgesehen ist, an die das erste Abschaltsignal (c) oder das zweite Abschaltsignal (d) zuführbar ist, wobei die

35

erste Signalverarbeitungseinrichtung (18) das jeweilige Abschaltsignal (c, d) als

Einschaltsignal (b) an den HF-Generator (11) übermittelt, so dass dieser einschaltet und der HF-Stromkreis geschlossen wird.

- 5     4.     HF-Chirurgiegerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, insbesondere nach Anspruch 3,  
          d a d u r c h   g e k e n n z e i c h n e t, dass  
          der mindestens ersten Signalverarbeitungseinrichtung (18) mindestens eine erste  
10     Signalverarbeitungseinrichtung (18) den HF-Generator (11) derart ansteuert, dass  
          das Einschalten des HF-Generators (11) nach einer definierten Zeitspanne erfolgt.
5.     HF-Chirurgiegerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche,  
          d a d u r c h   g e k e n n z e i c h n e t, dass  
15     der Strommonitoreinrichtung (16) eine Auswerteeinrichtung (22) zugeordnet ist, die  
          die Amplitude des HF-Stromes durch Berechnen des Mittelwertes über eine  
          definierte Anzahl jeweils zuletzt eingelesener Messwerte erfasst.
6.     HF-Chirurgiegerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche,  
20     d a d u r c h   g e k e n n z e i c h n e t, dass  
          der Strommonitoreinrichtung (16) eine zweite Zeitgebereinrichtung (25) zugeordnet  
          ist, die einen Schneidmodus nach dem Erzeugen des ersten Abschaltsignals (c) für  
          eine definierte Zeitspanne aktiv hält.
- 25     7.     HF-Chirurgiegerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche,  
          d a d u r c h   g e k e n n z e i c h n e t, dass  
          der Lichtbogenmonitoreinrichtung (17) eine Detektionseinrichtung (23) zugeordnet  
          ist, die höhere harmonische Frequenzen und/oder nicht-harmonische Frequenzen  
          des HF-Stromes als charakteristische Frequenz für ein Vorhandensein des  
30     Lichtbogens detektiert.
8.     HF-Chirurgiegerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche,  
          d a d u r c h   g e k e n n z e i c h n e t, dass

der Lichtbogenmonitoreinrichtung (17) eine dritte Zeitgebereinrichtung (26) zugeordnet ist, die den Schneidmodus nach dem Erkennen des Lichtbogens für eine definierte Zeitspanne aktiv hält.

5

9. HF-Chirurgiegerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens eine zweite Signalverarbeitungseinrichtung (19) vorgesehen ist, an die das erste Abschaltsignal (c) oder das zweite Abschaltsignal (d) zuführbar ist, wobei  
10 die zweite Signalverarbeitungseinrichtung (19) mittels des ersten Abschaltsignals (c) oder des zweiten Abschaltsignals (d) eine optische und/oder akustische Anzeige (21) derart ansteuert, dass die Unterbrechung des HF-Stromkreises aufgrund des ersten Abschaltsignals (c) oder des zweiten Abschaltsignals (d) zur Benutzerführung angezeigt wird.

15

10. HF-Chirurgiegerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens eine Speichereinrichtung (20) vorgesehen ist, die die jeweils generierten Abschaltsignale (c, d) innerhalb eines Eingriffs zum späteren und/oder  
20 gleichzeitigen Anzeigen eines Schneidverlaufes speichert.

11. HF-Chirurgiegerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Schneidelektrode als eine Schlingenelektrode (50a) ausgebildet ist.

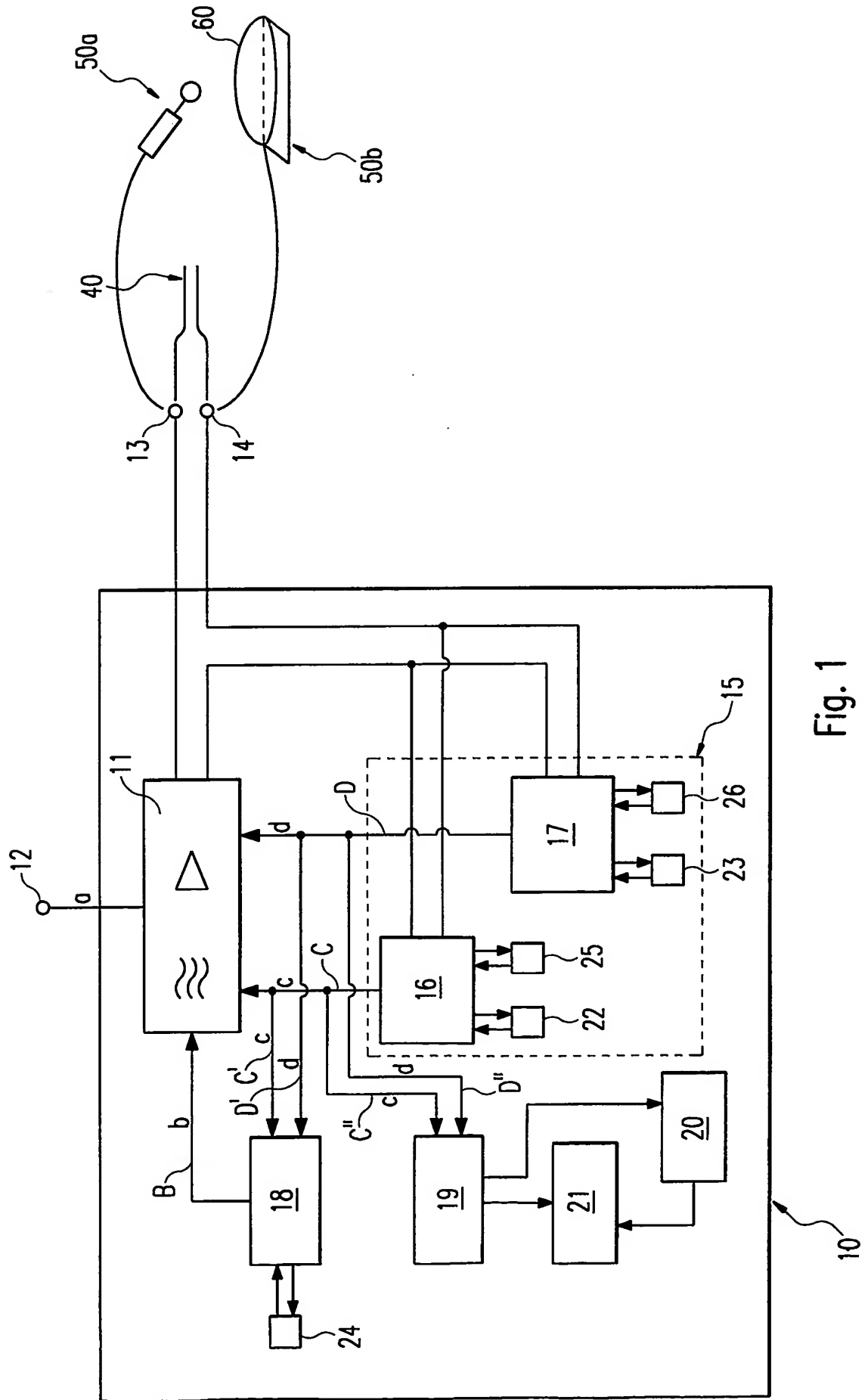


Fig. 1

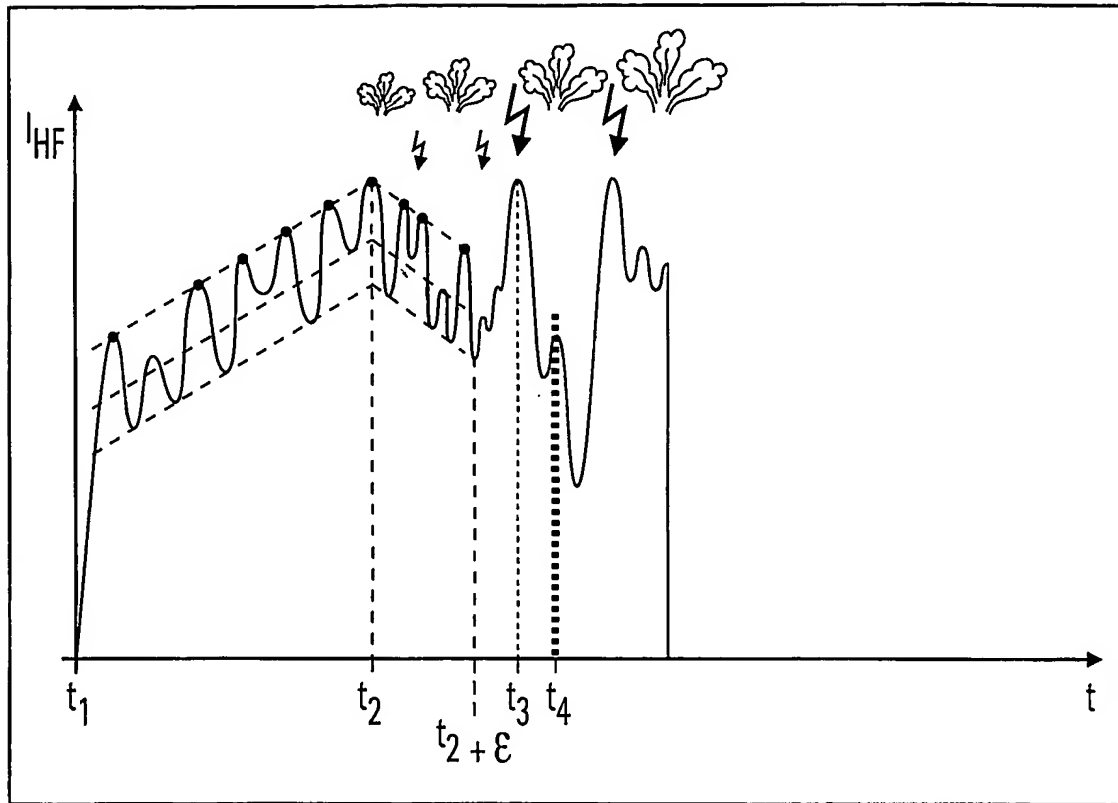


Fig. 2

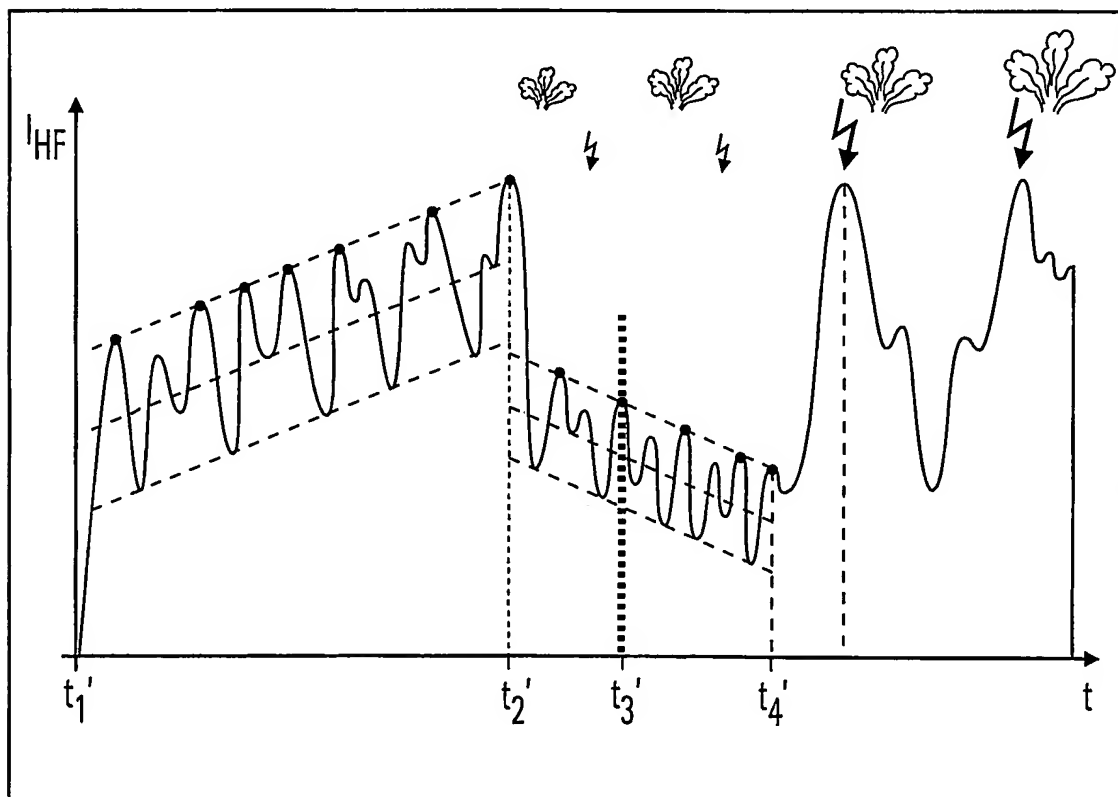


Fig. 3

3/3

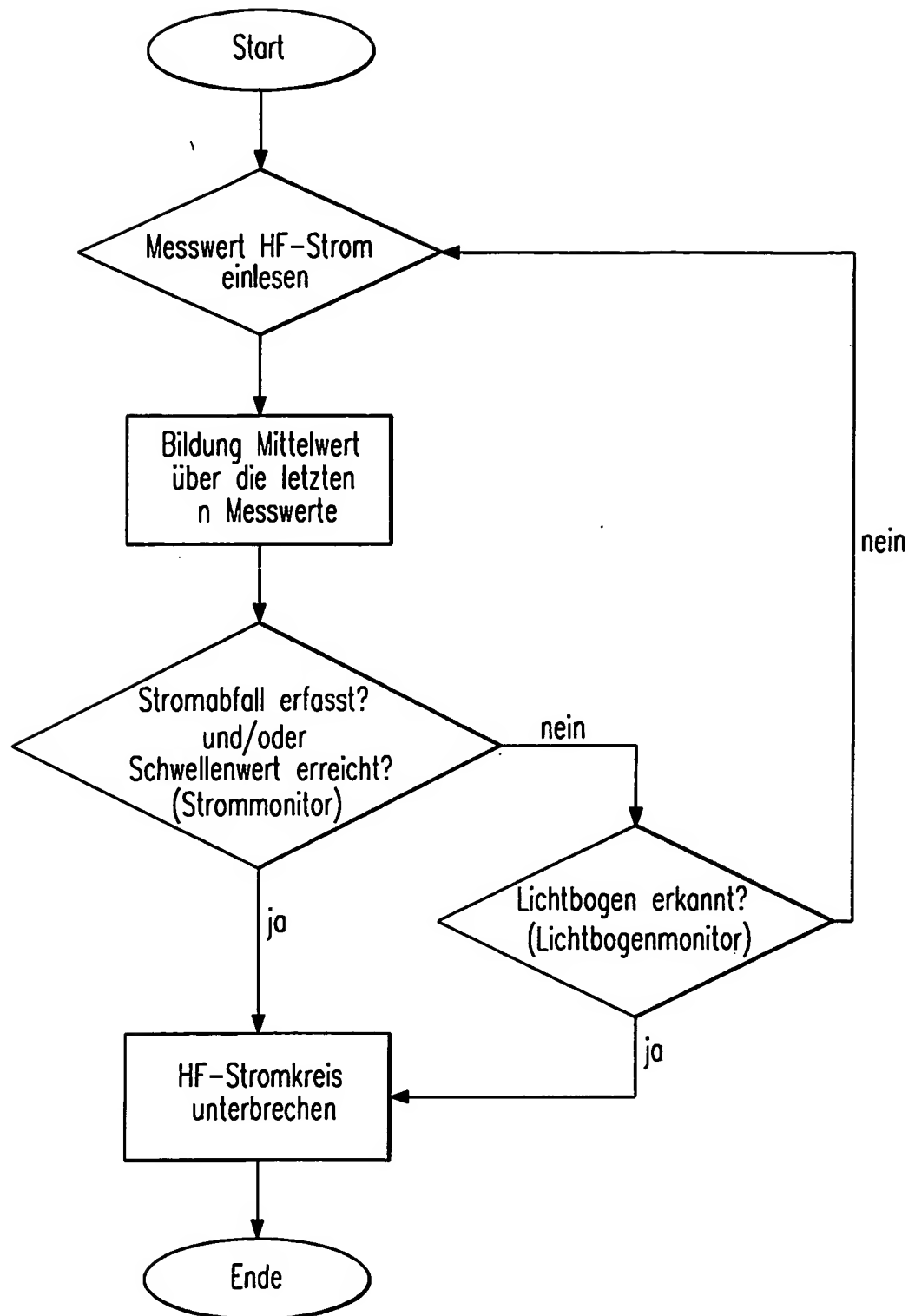


Fig. 4

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
A61B18/12

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data, PAJ

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 0 253 012 A (ERBE ELEKTROMEDIZIN GMBH) 20 January 1988 (1988-01-20) page 3, line 52 - page 12, line 14 figures 1-14	1-11
A	WO 03/005918 A (MEDTRONIC, INC) 23 January 2003 (2003-01-23) page 8, line 19 - page 11, line 4	1
A	DE 35 30 335 A1 (ERBE ELEKTROMEDIZIN GMBH; ERBE ELEKTROMEDIZIN GMBH, 72072 TUEBINGEN, D) 12 March 1987 (1987-03-12) cited in the application abstract	1

☐ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

\* Special categories of cited documents :

- \*A\* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- \*E\* earlier document but published on or after the International filing date
- \*L\* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- \*O\* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- \*P\* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- \*T\* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- \*X\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- \*Y\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- \*G\* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

26 January 2006

Date of mailing of the international search report

03/02/2006

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Abraham, V

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 0253012	A	20-01-1988	DE 3683647 D1	05-03-1992
			DE 3689889 D1	07-07-1994
			EP 0430929 A2	05-06-1991
			JP 2039575 C	28-03-1996
			JP 7061340 B	05-07-1995
			JP 63024933 A	02-02-1988
			US 4860745 A	29-08-1989
WO 03005918	A	23-01-2003	EP 1411846 A1	28-04-2004
DE 3530335	A1	12-03-1987	NONE	



## A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

A61B18/12

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

## B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierte Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

A61B

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal, WPI Data, PAJ

## C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	EP 0 253 012 A (ERBE ELEKTROMEDIZIN GMBH) 20. Januar 1988 (1988-01-20) Seite 3, Zeile 52 - Seite 12, Zeile 14 Abbildungen 1-14	1-11
A	WO 03/005918 A (MEDTRONIC, INC) 23. Januar 2003 (2003-01-23) Seite 8, Zeile 19 - Seite 11, Zeile 4	1
A	DE 35 30 335 A1 (ERBE ELEKTROMEDIZIN GMBH; ERBE ELEKTROMEDIZIN GMBH, 72072 TUEBINGEN, D) 12. März 1987 (1987-03-12). in der Anmeldung erwähnt Zusammenfassung	1



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

\* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

\*A\* Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

\*E\* Älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

\*L\* Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

\*O\* Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

\*P\* Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

\*T\* Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

\*X\* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

\*Y\* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

\*G\* Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

26. Januar 2006

Absenddatum des internationalen Recherchenberichts

03/02/2006

Name und Postanschrift der internationalen Recherchenbehörde

Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Abraham, V

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
EP 0253012	A	20-01-1988	DE	3683647 D1	05-03-1992
			DE	3689889 D1	07-07-1994
			EP	0430929 A2	05-06-1991
			JP	2039575 C	28-03-1996
			JP	7061340 B	05-07-1995
			JP	63024933 A	02-02-1988
			US	4860745 A	29-08-1989
<hr/>					
WO 03005918	A	23-01-2003	EP	1411846 A1	28-04-2004
<hr/>					
DE 3530335	A1	12-03-1987	KEINE		
<hr/>					